

PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 2002-136596

(43)Date of publication of application : 14.05.2002

(51)Int.Cl.

A61M 16/01

A61D 7/04

(21)Application number : 2000-331529

(71)Applicant : KUGIMIYA TOYOKI
SENKO MEDICAL INSTR MFG CO
LTD
JAPAN SCIENCE & TECHNOLOGY
CORP

(22)Date of filing : 30.10.2000

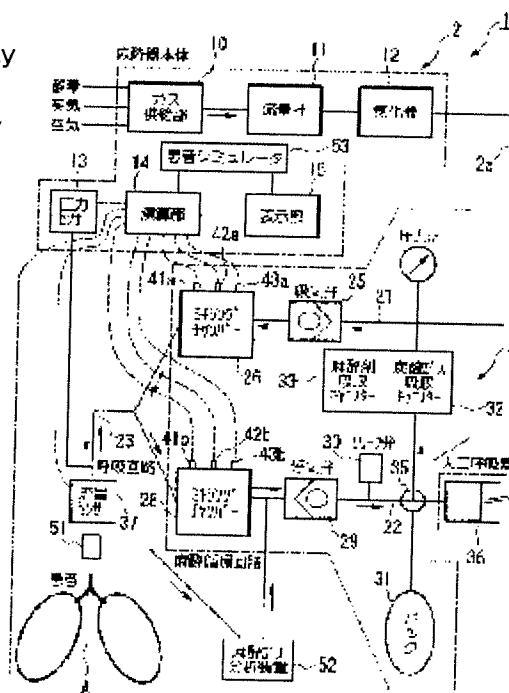
(72)Inventor : KUGIMIYA TOYOKI
INOUE MASAOKI

(54) ANESTHETIC SYSTEM

(57)Abstract:

PROBLEM TO BE SOLVED: To estimate how much quantity of an anesthetic is accumulated in a patient's body at a certain point and how the accumulated quantity in the body changes in what minute depending on how the concentration of the anesthetic to be supplied is varied.

SOLUTION: Incoming and outgoing balance of the anesthetic is operated in an operating section 14 based on detected values by anesthetic gas sensors 43a, 43b provided respectively in mixing chambers 26 and 28 and a flow rate sensor 37. The operated values of the balance obtained in this way is integrated in a patient simulator 53 to calculate the quantity of the anesthetic of the patient's body and the distribution state of the quantity of the anesthetic in a plurality compartments separated in the patient's body is calculated, and the result is displayed on a displaying section 15.



(51) Int.Cl.⁷

識別記号

F I

テーマコード* (参考)

A 6 1 M 16/01

A 6 1 M 16/01

A

A 6 1 D 7/04

A 6 1 D 7/04

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2000-331529 (P2000-331529)

(22) 出願日 平成12年10月30日 (2000. 10. 30)

(71) 出願人 599138319

釘宮 豊城

東京都大田区北馬込 1 丁目26番23号

(71) 出願人 000200677

泉工医科工業株式会社

東京都文京区本郷 3 丁目23番13号

(74) 上記 2 名の代理人 100064908

弁理士 志賀 正武 (外 1 名)

(71) 出願人 396020800

科学技術振興事業団

埼玉県川口市本町 4 丁目 1 番 8 号

(74) 上記 1 名の代理人 100064908

弁理士 志賀 正武

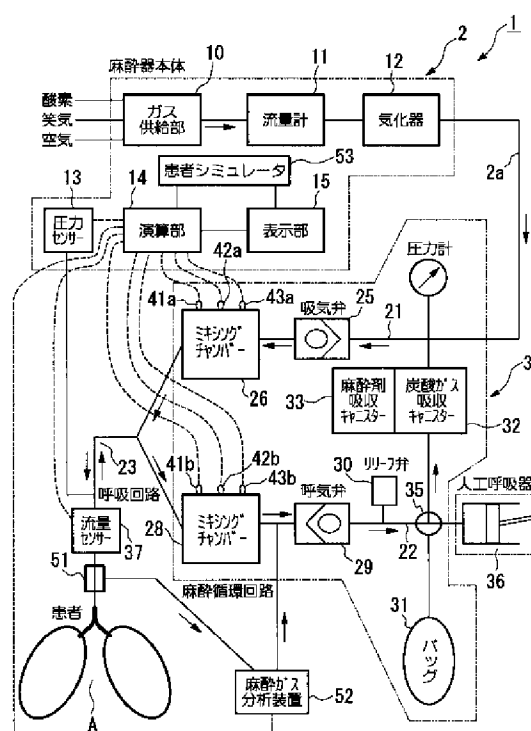
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 麻酔装置

(57) 【要約】

【課題】 ある時点で患者の体内にどれだけの麻酔剤が蓄積しているか、あるいは供給する麻酔剤の濃度をどのように変化させると、何分後には体内の蓄積量がどう変化するかを推定する。

【解決手段】 ミキシングチャンバー 26、28 にそれぞれ設けた麻酔ガスセンサー 43a、43b 及び流量センサー 37 の検出値から、演算部 14 にて、麻酔剤出納バランスを演算し、こうして得られた麻酔ガス出納バランスの演算値を、患者シミュレータ 53 にて積算して患者における麻酔剤の体内蓄積量を算出するとともに、それら麻酔剤の体内蓄積量が、患者の身体の数に離れたコンパートメントにどのように分布しているかを算出し、それを表示部 15 で表示する。



【特許請求の範囲】

【請求項1】 少なくとも笑気ガスと酸素ガスと揮発性麻酔剤を混合して供給する麻酔器本体と、
該麻酔器本体から供給される、前記笑気ガスと酸素ガスと揮発性麻酔剤を含んだ新鮮ガスを、患者の呼気から炭酸ガスを吸収除去した後の循環気に混入し、該循環気と前記新鮮ガスとを混合して吸気として患者に送る麻酔循環回路とを備え、該麻酔循環回路から麻酔ガスを含んだ吸気を患者に送って該患者に麻酔を施す麻酔装置において、
前記麻酔循環回路中の呼気流路及び吸気流路中にそれぞれミキシングチャンバーを設け、
それら各ミキシングチャンバーに、酸素センサー、炭酸ガスセンサー、麻酔ガスセンサーを設け、
前記呼気流路と吸気流路を患者に接続する呼吸回路中に流量センサーを設け、
前記酸素センサー、炭酸ガスセンサー、麻酔ガスセンサー及び流量センサにそれぞれ電氣的に接続され、酸素センサ、炭酸ガスセンサ及び流量センサの検出値から、麻酔中の患者の各呼吸毎の酸素摂取量、炭酸ガス排出量を演算するとともに、麻酔ガスセンサ及び流量センサの検出値から麻酔ガス出納バランスを演算する演算部を設け、
前記麻酔循環回路に、麻酔ガス分析装置に接続されるガスサンプリングコネクタを設け、
前記麻酔ガス分析装置と前記演算部にそれぞれ電氣的に接続され、前記演算部で演算された麻酔ガス出納バランスの演算値を積算して前記患者における麻酔剤の体内蓄積量を算出する患者シミュレータを設けたことを特徴とする麻酔装置。

【請求項2】 請求項1記載の麻酔装置において、
前記患者シミュレータは、前記患者における麻酔剤の体内蓄積量を算出するとともに、それら麻酔剤の体内蓄積量が、患者の身体の複数に分かれたコンパートメントにどのように分布しているかを算出する構成とされていることを特徴とする麻酔装置。

【請求項3】 請求項2記載の麻酔装置において、
前記患者シミュレータに接続され、該患者シミュレータで算出された、麻酔剤が患者の身体の複数に分かれたコンパートメントにどのように分布して蓄積されているかを表示する表示部を設けたことを特徴とする麻酔装置。

【請求項4】 請求項2または3記載の麻酔装置において、
前記患者シミュレータには、該患者シミュレータで算出された値と実測された値との差を基に、麻酔剤が前記患者の身体の複数に分かれたコンパートメントにどのように分布して蓄積されているかを算出する算出式を修正する修正プログラムが組み込まれていることを特徴とする麻酔装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は、人または動物に対して吸入麻酔をかけるための麻酔装置に関する。

【0002】

【従来の技術】現在手術が安全に行われるようになったのは、麻酔技術の進歩に負うところが大きい。しかし、ほぼ完成されたように思われがちな麻酔装置は、いまだ大きな問題を抱えている。

【0003】

現在、わが国の麻酔方法は、半閉鎖麻酔（高流量麻酔）が主流であって、麻酔ガス供給手段である麻酔器本体から麻酔循環回路に供給される毎分5～8リットルの新鮮麻酔ガスは、そのほとんどが患者に摂取されることなく、麻酔循環回路の外部に捨てられていた。近年は、この捨てられた麻酔ガスを手術室から排除するのを目的とした吸引システムが普及しているので、手術室において手術スタッフが麻酔ガスを吸ってしまうという危険性はなくなったが、吸引された余剰麻酔ガスは大気中に排出されるので、麻酔ガスとして含まれている笑気ガスや、フロン系の麻酔ガス（ハロタン、イソフルラン等）がオゾン層を破壊したり、地球温暖化の原因になるという新しい問題が指摘されている。

【0004】この問題を緩和する有力な方法として、麻酔器本体から供給される新鮮ガスの流量を、毎分2リットル以下に下げる、いわゆる低流量麻酔が紹介されている。しかしながら、従来の麻酔装置において、この低流量麻酔を採用しようとしても、新鮮ガスの成分と麻酔循環回路内の成分とに差が生じ、患者に適切な換気条件と麻酔深度の維持を図るための操作が、半閉鎖麻酔を行う場合に比べて非常に煩雑となり、実際には採用できにくいという事情があった。

【0005】そこで、本発明者等は、低流量麻酔を実現するには、患者の代謝を直接モニタすることが必須であると判断し、麻酔循環回路中の呼気流路及び吸気流路にそれぞれ設けたミキシングチャンバーに、酸素センサー、炭酸ガスセンサー、麻酔ガスセンサーをそれぞれ設けるとともに、前記呼気流路と吸気流路を患者に接続する呼吸回路中に流量センサーを設け、酸素センサー、炭酸ガスセンサー及び流量センサーの検出値から、麻酔中の患者の各呼吸ごとの酸素摂取量、炭酸ガス排出量を演算するとともに、麻酔ガスセンサ及び流量センサの検出値から、麻酔剤出納バランスを演算し、それらの演算値を基に、前記麻酔器本体から前記麻酔循環回路に供給する新鮮ガスの量、成分比及び人工呼吸器の換気量を決定して患者に麻酔を施すことが重要であることを発見し、特願平11-280687号として特許出願した。

【0006】

【発明が解決しようとする課題】上記特許出願した発明では、酸素、炭酸ガスおよび麻酔ガスが患者の体内に摂取される量、あるいは排出される量を把握できるため、患者の状態を的確に判断することができ、低流量麻酔を

従来よりも安全かつ容易に施行できるようになった。しかし、以下の点において問題があり、改良の余地が残されている。すなわち、上記特許出願した発明では、代謝モニターより得られるデータが、あくまでもその時点での摂取量あるいは排出量を示すのみであり、酸素や炭酸ガスと異なり、体内に蓄積することになる麻酔剤については、その時点で患者の体内にどれだけの麻酔剤が蓄積しているか、あるいは供給する麻酔剤の濃度をどのように変化させると、何分後には体内の蓄積量がどう変化するかということは、全く判断できないという問題が残っていた。

【0007】本発明は上記事情に鑑みてなされたもので、ある時点で患者の体内にどれだけの麻酔剤が蓄積しているか、あるいは供給する麻酔剤の濃度をどのように変化させると、何分後には体内の蓄積量がどう変化するか容易に推定できる麻酔装置を提供することを目的とする。

【0008】

【課題を解決するための手段】本発明は、前記課題を解決するために、以下の点を特徴としている。すなわち、請求項1にかかる麻酔装置は、少なくとも笑気ガスと酸素ガスと揮発性麻酔剤を混合して供給する麻酔器本体と、該麻酔器本体から供給される、前記笑気ガスと酸素ガスと揮発性麻酔剤を含んだ新鮮ガスを、患者の呼気から炭酸ガスを吸収除去した後の循環気に混入し、該循環気と前記新鮮ガスを混合して吸気として患者に送る麻酔循環回路とを備え、該麻酔循環回路から麻酔ガスを含んだ吸気を患者に送って該患者に麻酔を施す麻酔装置において、前記麻酔循環回路中の呼気流路及び吸气流路中にそれぞれミキシングチャンバーを設け、それら各ミキシングチャンバーに、酸素センサー、炭酸ガスセンサー、麻酔ガスセンサーを設け、前記呼气流路と吸气流路を患者に接続する呼吸回路中に流量センサーを設け、前記酸素センサー、炭酸ガスセンサー、麻酔ガスセンサー及び流量センサにそれぞれ電氣的に接続され、酸素センサ、炭酸ガスセンサ及び流量センサの検出値から、麻酔中の患者の各呼吸毎の酸素摂取量、炭酸ガス排出量を演算するとともに、麻酔ガスセンサ及び流量センサの検出値から麻酔ガス出納バランスを演算する演算部を設け、前記麻酔循環回路に、麻酔ガス分析装置に接続されるガスサンプリングコネクタを設け、前記麻酔ガス分析装置と前記演算部にそれぞれ電氣的に接続され、前記演算部で演算された麻酔ガス出納バランスの演算値を積算して前記患者における麻酔剤の体内蓄積量を算出する患者シミュレータを設けたことを特徴としている。

【0009】請求項2記載の麻酔装置は、請求項1記載の麻酔装置において、前記患者シミュレータは、前記患者における麻酔剤の体内蓄積量を算出するとともに、それら麻酔剤の体内蓄積量が、患者の身体の複数の分かれたコンパートメントにどのように分布しているかを算出

する構成とされていることを特徴としている。

【0010】請求項3記載の麻酔装置は、請求項2記載の麻酔装置において、前記患者シミュレータに接続され、該患者シミュレータで算出された、麻酔剤が患者の身体の複数の分かれたコンパートメントにどのように分布して蓄積されているかを表示する表示部を設けたことを特徴としている。

【0011】請求項4記載の麻酔装置は、請求項2または3記載の麻酔装置において、前記患者シミュレータには、該患者シミュレータで算出された値と実測された値との差を基に、麻酔剤が前記患者の身体の複数の分かれたコンパートメントにどのように分布して蓄積されているかを算出する算出式を修正する修正プログラムが組み込まれていることを特徴としている。

【0012】本発明によれば、患者シミュレータによって、演算部で演算された麻酔ガス出納バランスの演算値を積算して患者における麻酔剤の体内蓄積量を算出し得るから、ある時点で患者の体内にどれだけの麻酔剤が蓄積しているかを容易に知ることができる。

【0013】

【発明の実施の形態】以下、本発明の実施の形態を、図面を参照して説明する。図1は、本発明の実施の形態を示す麻酔装置全体の構成図である。この図に示すように、麻酔装置1は、少なくとも笑気ガスと酸素ガスと揮発性麻酔剤を混合して供給する麻酔器本体2と、該麻酔器本体2から供給される、笑気ガスと酸素ガスと揮発性麻酔剤を含んだ新鮮ガスを、患者Aの呼気から炭酸ガスを吸収除去した後の循環気に混入し、該混入気と前記新鮮ガスを混合したものを吸気として患者Aに送る麻酔循環回路3に大きく分けられる。

【0014】麻酔器本体2は、酸素ガス、笑気ガスおよび空気を供給するガス供給部10と、ガス供給部10から供給されるガスの流量を制御・測定する流量計11と、前記ガス中に揮発性麻酔剤を気化した状態で供給する気化器12とを備える。なお、気化器12は、必ずしも麻酔器本体2に備える必要はなく、麻酔循環回路3内に備えてもよい。

【0015】前記ガス供給部10は外部から供給される酸素ガス、笑気ガス、空気の圧力調整を行うとともに、そのときの圧力を表示するものである。なお、酸素ガスの供給が不十分なときには、笑気ガスの供給を自動的に停止できるようになっている。前記流量計11は、従来から用いられているロータメータ式流量計を用いても良いが、精度の良い計測が可能である点から、マスフローメータによる電子流量計を用いるのが好ましい。また、その中でも低流量麻酔に対応できるよう、毎分2リットル以下の流量範囲で高精度に計測できるものが、より好ましい。

【0016】前記気化器12は、揮発性麻酔剤である、ハロタン、エンフルラン、イソフルラン、セボフルラ

ン、及び近年注目されているデスフルラン等を、所定の濃度となるように微量注入ポンプにて気化室に送り、ここで気化した揮発性麻酔剤を、前記ガス供給部10から送られてくる麻酔ガスと混合させるものである。なお、麻酔器本体2には、ここでは、圧力センサー13、演算部14、及び表示部15を備えるが、これらについては、後で詳しく説明する。

【0017】麻酔循環回路3は、前記麻酔器本体2から供給される、揮発性麻酔剤を含んだ新鮮ガス（麻酔ガス）を患者Aの呼気から炭酸ガスを吸収除去した後の循環気中に混入し、該混入気と前記新鮮ガスとを混合したものを吸気として患者Aに送るものである。麻酔循環回路3は、患者Aへ供給する吸気が流れ込む吸気流路21と、患者Aからの呼気が流れ込む呼気流路22と、それら吸気流路21及び呼気流路22と患者Aを接続する呼吸回路23からなる。呼吸回路23は、同軸状の二重管構造のものを使用しても良い。

【0018】前記吸気流路21には、吸気弁25及びミキシングチャンバー26が患者Aに遠い方から患者Aに近付く方へ順に設けられ、吸気流路21の患者Aと接続される側の反対側の端部は、前記麻酔器本体2から麻酔ガスを供給される流路2aと合流するとともに前記呼気流路22の端部に接続される。

【0019】ミキシングチャンバー26は、従来みられたような流路中のガスを全てチャンバー内に混入させてガスの濃度を平均化するものではなく、特公平2-16148号公報に開示されているように、流路内を流れる呼吸気の総流量とたえず一定の比率で変化する少量の分流をバイパス流路を介してチャンバー内に混入させて、濃度を平均化させるものである。これにより、ガス濃度を平均化する機能を失うことなく、小型化が図れ、ひいては装置全体のコンパクト化を無理なく図れるものである。なお、後述する呼気側のミキシングチャンバー28も同様な構造のものをを用いている。

【0020】吸気弁25は、炭酸ガス吸収キャニスター32からミキシングチャンバー26側へのガスの流れは許容するもののその逆の流れは規制するものである。前記呼気流路22には、ミキシングチャンバー28、呼気弁29、リリーフ弁30、バッグ31及び炭酸ガス吸収キャニスター32が、及び麻酔剤吸収キャニスター33が患者Aから離れる方向へ順に設けられていて、炭酸ガス吸収キャニスター32には麻酔剤吸収キャニスター33が並設されており、必要なときに切り換えられるようになっている。

【0021】呼気弁29は、ミキシングチャンバー28からバッグ31側へのガスの流れは許容するもののその逆の流れは規制するものである。リリーフ弁30は、呼気流路22の圧力が所定圧以上になるときに、流路22内の圧力を開放しそれ以上圧力が上がるのを規制するものである。バッグ31は患者Aへ吸気を送り込むための

圧縮可能な袋状のものであり、患者Aへ送る吸気の供給量に応じて種々の大きさのものが用意されていて適宜交換可能となっている。

【0022】炭酸ガス吸収キャニスター32は、患者Aの呼気から炭酸ガスを吸収除去するものであり、内部には、ソーダライムなどの炭酸ガス吸収剤が充填されている。なお、低流量麻酔の場合には、炭酸ガス吸収量が多くなるので、容量の大きなものが利用される。麻酔剤吸収キャニスター33は、患者Aの呼気から過剰な麻酔剤を吸収除去するものであり、これにより、万一、麻酔が深くなり過ぎた場合にも、急激にその濃度を下げられるものである。

【0023】また、バッグ31の呼気流路22との接続部分には3方弁35が設けられ、この3方弁35によって、呼気流路22をバッグ31と人工呼吸器36の何れかに切換接続できるようになっている。人工呼吸器36は、容量を制御対象とした容量リミット式と、圧力を制御対象とした圧力リミット式の何れも選択できるようになっている。また、人工呼吸器36には、余剰ガスを排出するための排出口（図示せず）が設けられている。

【0024】呼吸回路23には、流量センサー37が設けられている。流量センサー37は、呼気流路22及び吸気流路21の流速を測定するものであり、その検出値を積分することにより換気量が決定される。なお、流量センサー37は、呼気流路22あるいは吸気流路21のそれぞれに設けることもできるが、双方向の流量を測定できる流量センサを使用すれば、この実施の形態のように、一つの流量センサーで測定が可能となる。また、呼吸回路23には前記圧力センサー13が接続され、呼気及び吸気の圧力も測定できるようになっている。これにより、正確に換気量を決定するときの圧力補正が可能となる。

【0025】また、前記吸気側及び呼気側ミキシングチャンバー26、28には、酸素センサー41a、41b、炭酸ガスセンサー42a、42b、麻酔ガスセンサー43a、43bがそれぞれ設けられている。これら各センサーは、前記麻酔器本体2に設けられた演算部14に電気的に接続されている。演算部14では、これらセンサーからの検出値並びに流量センサー37からの検出値を基に、麻酔中の患者Aの各呼吸毎の酸素摂取量、炭酸ガス排出量を演算するとともに、麻酔ガスセンサー43a、43bの検出値及び流量センサー37からの検出値を基に、麻酔ガス出納バランスを演算する。そして、それらの演算値は、演算部14に接続されている表示部15によって表示されるようになっている。なお、酸素センサー41a、41b、炭酸ガスセンサー42a、42b、麻酔ガスセンサー43a、43bは、必ずしもミキシングチャンバー26、28内に設ける必要はなく、例えば、他の箇所に置き、ミキシングチャンバー26、28よりガスを連続的にサンプリングして測定すること

もできる。

【0026】酸素センサー41a、41bには、ガルバニ法や、ポログラフィ法等があるが、レスポンスが速いという観点から、パラマグネティック方式のものを用いるのが好ましい。炭酸ガスセンサー42a、42bには、小型であるという観点から、赤外線吸収式のものよりも高分子複合膜式のものを用いるのが好ましい。

【0027】ここで、上記麻酔装置を用いた麻酔方法について説明すると、麻酔器本体2のガス供給部10には、外部から酸素ガス、笑気ガス及び空気が供給され、ここで圧力が調整される。麻酔ガスは流量計11でその流量が測定され、予め設定された値になっているか否か判定される。流量計で測定された所定流量の麻酔ガスは、気化器12にて揮発性麻酔剤を混入され、流路2aを通して麻酔循環回路3に供給される。麻酔循環回路3では、バック31あるいは人工呼吸器36によって一定流量の循環気が所定圧で患者A側に供給される。

【0028】具体的には、バック31あるいは人工呼吸器36から供給される循環気は、炭酸ガスキャニスター32にてそこに含まれる炭酸ガスが吸収除去され、また、同時に、必要に応じ麻酔剤吸収キャニスター33によって過剰な麻酔剤が吸収除去される。その後、循環気には前記麻酔器本体2から供給される揮発性麻酔剤を含む麻酔ガスが混入され、吸気流路21を通じて吸気弁25及びミキシングチャンバー26を通じて、呼吸回路23に至り、そこから吸気の形で患者Aに供給される。また、患者Aから吐き出される呼気は、呼吸回路23から呼気流路22に至り、ミキシングチャンバー28、呼気弁29を経て再びバック31あるいは人工呼吸器36へ戻される。以上が一連の循環気の流れであって、これが繰り返し連続的に流れる。

【0029】上記の麻酔装置の呼気あるいは吸気の流れの中で、吸気流路21及び呼気流路22中に介装されたそれぞれミキシングチャンバー26、28に設けた酸素センサ41a、41b及び炭酸ガスセンサ42a、42bの検出値、並びに、呼吸回路23に設けた流量センサ37の検出値を基に、演算部14にて麻酔中の患者Aの各呼吸毎の酸素摂取量、炭酸ガス排出量が演算される。例えば、酸素摂取量を求めるには、吸気側の酸素センサ41aの検出値と呼気側の酸素センサ41bの検出値との差（濃度差）を求め、それに流量センサ37の検出値から得られる換気量を乗じることによって、容易に求めることができる。なお、換気量は圧力センサ13からの検出値に基づいて圧力補正がなされる。炭酸ガス排出量についても同様な手法によって求めることができる。

【0030】そして、このようにして求めた患者Aの代謝の状態を示す指標である、各呼吸毎の酸素摂取量、炭酸ガス排出量は、表示部15にて逐一表示される。また、患者Aの代謝の状態を表す諸特性の一つとして呼吸商RQがある。これは、炭酸ガス排出量と酸素摂取量と

の比を言うが、この呼吸商RQは、細胞内で燃焼されるものの種類（代謝される基質）によって変化する。例えば、グルコースの呼吸商は1.0であり、脂質の呼吸商は約0.7であり、蛋白質の呼吸商は約0.8である。この呼吸商も演算部14にて演算し、表示部15によって表示する。呼吸商の変化によっても換気需要量に変化することが知られており、この点で、呼吸商を表示するのは意味があるからである。また、呼気流路及び吸気流路中のミキシングチャンバー26、28に設けた麻酔ガスセンサ43a、43bの検出値の差に、流量センサ37の検出値から得られる換気量を乗じることによって、麻酔ガス出納バランスを求めることができる。この麻酔ガスの出納バランス値は前記演算部14で演算され、各呼吸毎に表示部15にて表示される。

【0031】一方、前記呼吸回路23には、できるだけ患者Aと近い位置にガスサンプリングコネクタ51が設けられている。ガスサンプリングコネクタ51は、麻酔ガス分析装置52に接続され、麻酔ガス分析装置52に内蔵された吸引ポンプにより、呼吸回路23中のガスは絶えずサンプリングされている。麻酔ガス分析装置52は、笑気ガスおよび揮発性麻酔剤であるハロタン、エンフルラン、イソフルラン、およびセボフルラン等の濃度を測定するものであり、通常は赤外線吸収原理を応用したものが使用される。測定を終わったサンプリングガスは、麻酔循環回路の適当なところ、例えば、呼気流路22のミキシングチャンバー28と呼気弁29との間に戻される。

【0032】麻酔ガス分析装置52により連続的に測定されている麻酔ガス濃度データは演算部14に送られ、患者シミュレータ53において、麻酔剤の体内分布状態が計算され、さらに脳内麻酔剤濃度（麻酔深度）の予測を行う。つまり、患者シミュレータ53は、患者Aにおける麻酔剤の体内蓄積量を算出するとともに、それら麻酔剤の体内蓄積量が、患者Aの身体の複数に分かれたコンパートメントにどのように分布しているかを算出し得るようになっていて、また、患者シミュレータ53には前記表示部15が電気的に接続され、この表示部15によって患者シミュレータ53で算出された、麻酔剤が患者の身体の複数に分かれたコンパートメントにどのように分布して蓄積されているかを表示し得るようになっていて、

【0033】さらに、患者シミュレータ53には、該患者シミュレータ53で算出された値と実測された値との差を基に、麻酔剤が前記患者の身体の複数に分かれたコンパートメントにどのように分布して蓄積されているかを算出する算出式を修正する修正プログラムが組み込まれている。

【0034】ここで、患者シミュレータ53の機能を詳細に説明する。患者シミュレータ53は、身体をコンパートメントモデルとして考えることによって、構築され

る。分かりやすくするために、図2のように、身体を一つのコンパートメントと考えてみる。

【0035】肺胞換気量を V_A とし、肺において気相と身体のコムパートメントは完全な分圧平衡に達するものとする。すなわち、任意の時刻 t において、肺胞のガス分圧 $P_A(t)$ は身体のガス分圧 $P_b(t)$ と等しいので、次の式が成り立つ。

$$P_A(t) = P_b(t)$$

【0036】また、任意の時刻 t において、ガス相の濃度 $F_A(t)$ と身体の相の濃度 $F_b(t)$ との間には、 $F_A(t)/F_b(t) = \lambda$ という関係が成立する。 λ は、その物質の溶解度を示す指標の一つであり、分配係数といわれる。

【0037】容積 V の身体の相の濃度 $F_b(t)$ は、吸気濃度を F_I とすると、次のような微分方程式であらわされる。

$$V \{dF_b(t)/dt\} = \{F_I - F_A(t)\} V_A$$

これを解くと、次のような解が得られる。

$$F_A(t)/F_I = 1 - \exp[-t \cdot V_A / (\lambda \cdot V)]$$

【0038】以上は、患者シミュレーターの原理を判りやすく説明するためのものであり、実際には、身体は、少なくとも次のように、4つのコンパートメントに分けて考える必要がある。

- ① 主臓器コンパートメント
- ② 骨・腱コンパートメント
- ③ 筋肉コンパートメント
- ④ 脂肪コンパートメント

【0039】図3において、吸入麻酔剤は、麻酔器本体2から麻酔循環回路3に入り、換気によって肺55に移動し、ここで摂取されて動脈血に入り、血液によって4つのコンパートメントに分配される。

【0040】主臓器コンパートメント56は、脳、心臓、肝臓、腎臓等の実質臓器であり、容積は小さいが、血流が多く、まず初めに麻酔剤が蓄積する部分である。骨・腱コンパートメント57は、容積も血流も小さく、あまり重要ではない。筋肉コンパートメント58は、容積が大きいが血流はあまり豊かでないので、麻酔剤の蓄積はかなり遅い。脂肪コンパートメント59は、容積が大きいが血流は乏しく、溶解度 λ は高いので麻酔剤の蓄積は極めて遅い。

【0041】4つのコンパートメントモデルにおいて、次のように定義する。

総血液量（心拍出量）： Q

主臓器コンパートメントへ流れる血流量： Q_{vrg}

骨・腱コンパートメントへ流れる血流量： Q_{vpg}

筋肉コンパートメントへ流れる血流量： Q_{mg}

脂肪コンパートメントへ流れる血流量： Q_{fg}

主臓器コンパートメント容積： V_{vrg}

骨・腱コンパートメント容積： V_{vpg}

筋肉コンパートメント容積： V_{mg}

脂肪コンパートメント容積： V_{fg}

血液分配係数： λ_{blood}

主臓器コンパートメント分配係数： λ_{vrg}

骨・腱コンパートメント分配係数： λ_{vpg}

筋肉コンパートメント分配係数： λ_{mg}

脂肪コンパートメント分配係数： λ_{fg}

【0042】図3において、肺の部分のコンパートメントモデル解析は、前述の身体を一つのコンパートメントと見た場合と同じに考えればよい。この場合、容積 V は総血流量 Q と考えられるので、次のような解が得られる。

$$F_A(t)/F_I = 1 - \exp[-t \cdot V_A / (\lambda_{blood} \cdot Q)]$$

【0043】次に、主臓器コンパートメントを考えると、 V_A は、この場合 Q_{vrg} と見なせるので、次のような式が導き出される。

$$F_{blood}(t)/F_A(t) = 1 - \exp[-t \cdot Q_{vrg} / (\lambda_{vrg} \cdot V_{vrg})]$$

【0044】なお、血液中の濃度 $F_{blood}(t)$ と主臓器コンパートメント中の濃度 $F_{vrg}(t)$ との間には、 $F_{blood}(t)/F_{vrg}(t) = \lambda_{veg}$ という関係があるので、上記の二つの式により、主臓器コンパートメント56中の濃度 F_{vrg} を求めることができるわけである。後述するように、麻酔の深度は脳内麻酔剤濃度を指標とするが、脳は主臓器の代表的なものとされるので、主臓器コンパートメント56の麻酔剤濃度 F_{vrg} が麻酔深度を表すものとする。一方、麻酔の維持時においては、終末呼気中の麻酔剤濃度が、ほぼ脳内麻酔剤濃度を示すことが医学的に確認されているので、患者シミュレーターにより、終末呼気中の麻酔剤濃度が予測できることになる。

【0045】骨・腱コンパートメント57、筋肉コンパートメント58、脂肪コンパートメント59についても同様の式が得られ、それぞれのコンパートメントの濃度 F_{vpg} 、 F_{mg} 、 F_{fg} を求めることができる。

【0046】前述したように本麻酔装置においては、代謝モニターが内蔵されている。すなわち、麻酔循環回路中3の吸気流路21及び呼気流路22にそれぞれ設けたミキシングチャンバー26、28に、麻酔ガスセンサー43a、43bをそれぞれ設けるとともに、前記吸気流路21と呼気流路22を患者に接続する呼吸回路21中に流量センサー37を設け、麻酔ガスセンサー43a、43b及び流量センサー37の検出値から、麻酔剤出納バランスを演算している。

【0047】麻酔剤が体内で分解される量は極めて微量であるので無視することが可能であり、麻酔開始時よりこの出納バランスデータを積分していけば、体内蓄積量の総和が分かる。また、患者シミュレーターにより、4つのコンパートメントに分配される比率が分かるので、それぞれのコンパートメントごとの麻酔剤蓄積量を求め

ることができる。

【0048】総血流量Qが各コンパートメントに対してどのように分配されるかは、次のように表される。

$$Q = Q_{vrg} + Q_{vpg} + Q_{mg} + Q_{fg}$$

$$= (k_{ver} + k_{vpg} + k_{mg} + k_{fg}) Q$$

ここで k_{ver} 、 k_{vpg} 、 k_{mg} 、 k_{fg} は血流の分配係数であり、生理学の教科書より平均的な数値は得られるが、患者により異なるし、同じ患者であっても、そのときの状

況によって異なる。

【0049】 V_{vrg} 、 V_{vpg} 、 V_{mg} 、 V_{fg} は各コンパートメントの容積であるが、正確な値を知るのは難しく、年齢、性別、身長、体重、体脂肪率等のデータより推測するしかない。

【0050】例えば、代表的な例として、次のような数値が発表されている。

【表1】

	主臓器コンパートメント	骨・髄コンパートメント	筋肉コンパートメント	脂肪コンパートメント
血液分配係数	0.75	0.02	0.18	0.05
容積（体重比）	0.09	0.22	0.50	0.19

【0051】 λ_{blood} 、 λ_{vrg} 、 λ_{vpg} 、 λ_{mg} 、 λ_{fg} は、例えば文献より次のように仮定することができる。

【表2】

麻酔剤	λ_{blood}	λ_{vrg}	λ_{vpg}	λ_{mg}	λ_{fg}
笑気	0.47	0.50	0.47	0.50	1.08
ハロタン	2.30	5.75	2.30	8.05	138.00
エンフルラン	1.78	4.59	1.78	3.03	64.40
イソフルラン	1.41	5.36	4.70	5.60	63.00
セボフルラン	0.59	1.24	10.00	10.00	63.00

【0052】以上のように、 k 、 V 、 λ を仮定してやれば、患者シミュレーターにより、各コンパートメントにおける麻酔剤蓄積量を、時々刻々に予測することが可能となる。麻酔は、導入時、維持時、覚醒時に分けて考える。導入時は、麻酔剤の脳内濃度レベルを目標値まで上昇させていく段階であり、導入を早めるために、通常は目標濃度以上の吸気ガスを投与することが行われる。維持時は、脳内の麻酔剤濃度を、目標値に維持する段階であり、麻酔剤の蓄積が遅い筋肉や脂肪組織には、麻酔剤は溶け込みを続けている。覚醒時は、吸入麻酔剤の供給をゼロにして換気を行い、脳内の麻酔剤濃度を下げるとともに、身体の中から麻酔剤を洗い出す段階である。

【0053】導入時の操作を具体的に説明する。まず、患者シミュレーターには、麻酔を施行する患者に関する

次のような情報を初期入力する。

「年齢」、「性別」、「身長」、「体重」、「体脂肪率」

【0054】これらの情報より、各コンパートメントの容積、血流分配係数、及び心拍出量が予測される。使用する麻酔剤の分配係数は、標準的な値を入力する。心拍出量については、標準的な値か、あるいは別の手段により実測値が得られれば、その値を入力する。換気により麻酔剤の投与が開始されると、次の測定データ、つまり「吸気麻酔剤濃度」、「呼気麻酔剤濃度」、「終末呼気中麻酔剤濃度」、「一回換気量」、「呼吸回数」が演算部を介して、患者シミュレーター53に送られる

【0055】心拍出量のデータも必要であるが、現在の技術では、麻酔中に非侵襲的に心拍出量を連続的に測

定することは難しいので、初期入力値をそのまま使用するものとする。

【0056】麻酔の深度は何によって判断したらよいかわかるのは難しい問題であるが、現在最も一般的に認められている脳内麻酔剤濃度を指標とする。脳は主臓器の代表的なものとされるので、主臓器コンパートメントの麻酔剤濃度が麻酔深度を表すものとする。麻酔の維持時においては、終末呼気中麻酔剤濃度は、ほぼ脳内麻酔剤濃度を示すといわれている。

【0057】患者シミュレーターにより計算された終末呼気中麻酔剤濃度と、実測された終末呼気中麻酔剤濃度とは、必ずしも一致することはない。これは、主として患者シミュレーターに設定されている k 、 V 、 λ の値が、実際の患者の値と異なるために、差ができると考えられる。そこで、患者シミュレーターに、 k 、 V 、 λ の値をどのように修正したら、予測値と実測値とが一致するかを判断させ、 k 、 V 、 λ の値を変化させてみて、それにより新たに計算された予測値と実測値との差を再度確認し、予測値と実測値とが次第に一致していくようなプログラムを持たせ、この同じ動作を何度も繰り返すことにする。これにより、患者シミュレーターは、いわゆる自動学習を行い、次第により信頼性の高い患者シミュレーターに変化していく。すなわち、この患者シミュレーターは、初めは平均的な値を入力された教科書的シミュレーターであるが、シミュレーションを行っている間に自動学習し、次第に、そのとき実際に麻酔をかけられている患者のシミュレーターに変化していくことになる。

【0058】上記の修正プログラムの一例を示す。終末呼気中麻酔剤濃度の予測値と実測値が異なる場合、まず初めには血流の分配係数 k_{ver} 、 k_{vpg} 、 k_{mg} 、 k_{fg} を変更してみる。主臓器コンパートメントへ流れる血流の分配係数 k_{ver} を $\pm 10\%$ 以内の範囲で変更し、それを相殺する方向で k_{ver} の変化量の $1/2$ ずつ変更する。例えば、 k_{ver} を $+6\%$ 変更したとすると、 k_{vpg} と k_{mg} は -3% ずつ変更することになる。 k_{fg} は、影響が少ないので変更しない。この変更を行ってから5分間経過を観察し、終末呼気中麻酔剤濃度の予測値と実測値が依然として異なる場合は、筋肉コンパートメント容積 V_{mg} を $\pm 10\%$ 以内の範囲で変更し、 V_{vrg} と V_{vpg} と V_{fg} を $1:2:2$ の比率で、 V_{mg} の変化量を相殺する方向に変更する。例えば、 V_{mg} を $+5\%$ 変更したとすると、 V_{vrg} と V_{vpg} と V_{fg} とはそれぞれ -1% 、 -2% 、 -2% 変更することになる。この変更を行ってから5分間経過を観察し、終末呼気中麻酔剤濃度の予測値と実測値が依然として異なる場合は、再び血流の分配係数の変更に戻り、以下同じ動作を繰り返す。

【0059】この自動学習が、麻酔の導入時に、あるいは維持時の初期に完了することができれば、それ以後の麻酔維持には、適正な濃度の麻酔剤を供給することがで

きる。従来は、主として過去の経験や勘により決定していたので、予想外に浅い麻酔であり、患者の意識が残っていたり、あるいは必要以上に深い麻酔をかけていたりしたことがあったが、本発明の麻酔装置においては、より適正な麻酔深度を維持することが可能であり、特に低流量麻酔においては、その効果は大きい。

【0060】本発明による患者シミュレーターの最大の効果は、覚醒時に発揮される。手術が進み、手術終了時が予測される段階になったとき、患者を適正に麻酔から覚ましていくために必要な、新鮮ガス流量、分時換気量、麻酔剤濃度等の設定値が、患者シミュレーターにより示される。麻酔医は、このガイドラインに従って設定値を変えていけばよいことになり、この操作を自動的に行わせることも可能である。これは、飛行機の自動着陸システムに類似しているということが言える。

【0061】以上の説明のように、本発明により、患者の体内のどの部分にどれだけの麻酔剤が蓄積しているか、あるいは供給する麻酔剤の濃度をどのように変化させると、何分後には体内の蓄積量がどう変化するかということを予測することができる。その結果を分かりやすく知らせる方法として、表示部15によって図4のような画面表示を行わせることが可能である。

【0062】即ち、身体各コンパートメントを図示し、麻酔剤の蓄積量を色の濃淡変化で表示する。図4においては、肺60aと心臓60bのほか、主臓器として肝臓60cと脳60dを示し、さらに筋肉61、脂肪62、骨63が図示されている。麻酔装置1を代表して、内蔵されている人工呼吸器のベローズ64を表示し、実際の人工呼吸器の動きに合わせて、ベローズ64は変化する。同様に、肺60aや心臓60b、および血液の流れも、動画技術を用いて、動きとして表示されるようにする。これはあくまでも1例を示しただけであり、他にもいろいろ方法が考えられる。

【0063】

【発明の効果】以上説明したように本発明によれば、ある時点で患者の体内にどれだけの麻酔剤が蓄積しているか、あるいは供給する麻酔剤の濃度をどのように変化させると、何分後には体内の蓄積量がどう変化するかを容易に推定できる。特に、患者シミュレーターに、該患者シミュレーターで算出された値と実測された値との差を基に、麻酔剤が患者の身体の数に分かれたコンパートメントにどのように分布して蓄積されているかを算出する算出式を修正する修正プログラムを組み込むものでは、より高精度で、患者の体内の麻酔剤の蓄積状況を表示でき、また、何分か後における麻酔剤の蓄積量の変化するを推定することができ、この結果、低流量麻酔がより安全に実現可能となる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施の形態を示す麻酔装置の全体を示す構成図である。

【図2】 患者シミュレータの内容と説明する図である。

【図3】 患者シミュレータの内容と説明する図である。

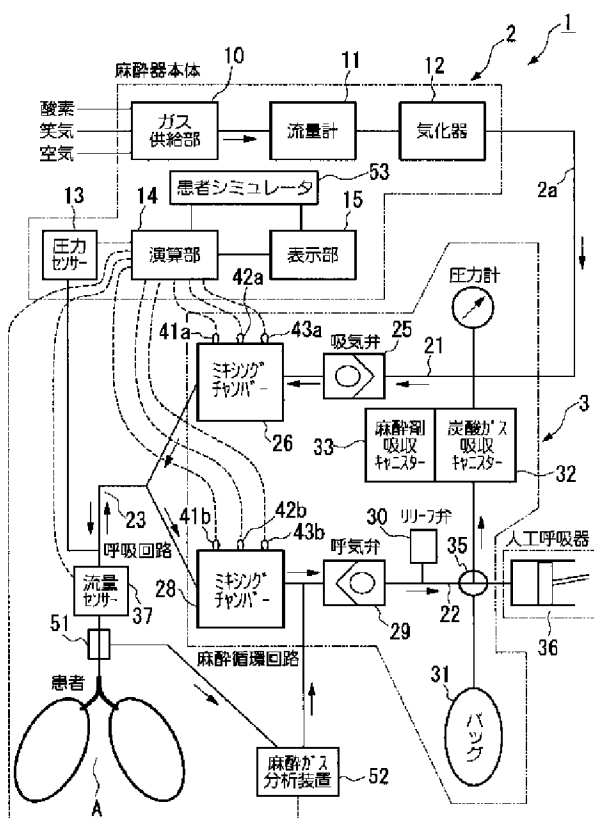
【図4】 表示部の例を示す図である。

【符号の説明】

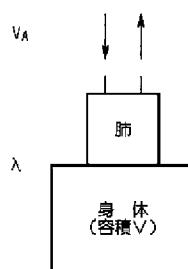
- 1 麻酔装置
- 2 麻酔器本体
- 3 麻酔循環回路
- 10 ガス供給部
- 11 流量計
- 12 気化器
- 14 演算部

- 15 表示部
- 21 吸気流路
- 22 呼気流路
- 26 ミキシングチャンバー
- 28 ミキシングチャンバー
- 37 流量センサー
- 41 a、41 b 酸素センサー
- 42 a、42 b 炭酸ガスセンサー
- 43 a、43 b 麻酔ガスセンサー
- 51 ガスサンプリングコネクタ
- 52 麻酔ガス分析装置
- 53 患者シミュレータ

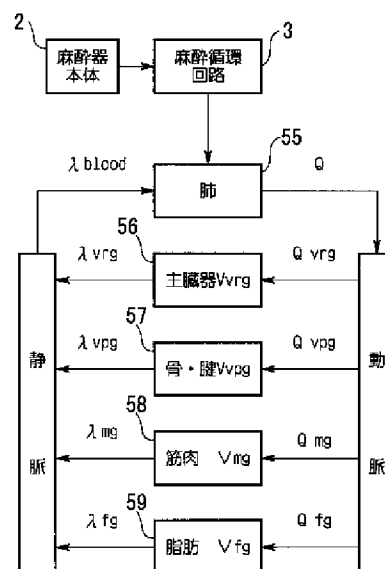
【図1】



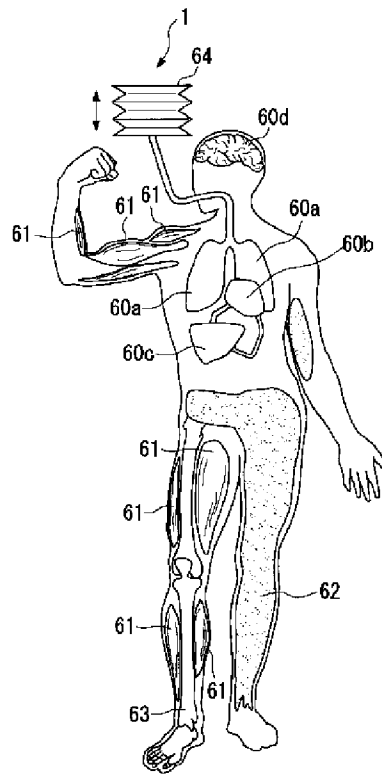
【図2】



【図3】



【図 4】



フロントページの続き

(72)発明者 釘宮 豊城
東京都大田区北馬込 1 丁目 26 番 23 号

(72)発明者 井上 政昭
東京都文京区本郷 3 丁目 23 番 13 号 泉工医
科工業株式会社内